



ANALÝZA OPOTŘEBENÍ PROTÉZY STENTGRAFTU VLIVEM TŘENÍ

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Dana Krejčová**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





WEAR BEHAVIOR OF GRAFTS OF AAA STENTGRAFTS

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Dana Krejčová**
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Dana Krejčová**
Osobní číslo: **Z11000007**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Analýza opotřebení protézy stentgraftu vlivem tření**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Rešerše z odborné literatury - co je stentgraft, popis pleteniny, popis aneurysma, léčba aneurysma, opotřebení materiálu;
2. Sestavení experimentálního zařízení určeného pro stanovení otěru graftu vlivem opotřebení;
3. Provedení experimentů;
4. Vyhodnocení dat - obrazová analýza;
5. Závěr.

Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Pletená protéza stentgraftu používaného pro výdutě aorty podléhá vlivem cyklického zatížení k opotřebení jednotlivých vláken a následně ke ztrátě funkce, tj. prosakování krve a následná možná ztráta stability implantátu.

Výzkumné otázky:

1. Vliv předpětí protézy;
2. Vliv struktury protézy;
3. Vliv velikosti a materiálu drátu stentu.

Metoda:

Teoreticko - výzkumná práce formou experimentu.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Práce na cyklickém zatěžovacím stroji. Vyhodnocení pomocí mikroskopů, následně pomocí obrazové analýzy.

Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum bude probíhat v Laboratoři biomedicínských prototypů na budově P, Technické univerzity v Liberci, v období listopad až únor v akademickém roce 2013/2014.

Vzorek:

Počet vzorků bude určen s ohledem na výsledné experimenty.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

viz příloha

Vedoucí bakalářské práce:

doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Datum zadání bakalářské práce:

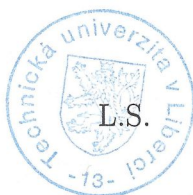
12. září 2013

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2014



prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor



Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 28. února 2014

Příloha zadání bakalářské práce

Seznam odborné literatury:

- [1] KRAJÍČEK, Milan a Pavel ŠEBESTA. Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 436 s. ISBN 978-80-247-0607-8.
- [2] TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, c2004, 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [3] CHOMIČ, Dimitrij. Vliv mechanických vlastností cévních protéz na jejich klinické použití. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 43 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.
- [4] GREWE, Horst-Eberhard a Karl KREMER. Atlas chirurgických operací. Praha: Grada, 1993, 721 s. ISBN 80-716-9028-7.
- [5] KRŠKA, Zdeněk. Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 262 s. ISBN 978-802-4738-154.
- [6] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [7] Moderní stentgrafty posunují vývoj cévní chirurgie. Zdravotnické noviny. Ambit Media, a. s., 2012. Dostupné z: <http://www.zdravky.cz/kongresovy-list/aktualne/moderni-stentgrafty-posunuji-vy-voj-cevni-chirurgie>.
- [8] Kardiovaskulární patologie. Atlas patologie pro studenty medicíny. 2013. Dostupné z: http://atlases.muni.cz/atlases/stud/atl.cz/sect_main.html.
- [9] KRAJÍČEK, Milan. Filosofie a praxe cévních náhrad. Medical Tribune. Medical Tribune CZ, 2008. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/117763E>.
- [10] MUDROCHOVÁ, Jana a Kamila EKRTOVÁ. Anestezie u operací výdutě hrudní aorty za použití stentgraftu. Akutne.cz. Nemocnice na Homolce, Praha, 2008, 2010. Dostupné z: <http://www.akutne.cz/res/publikace/30-anestezie-u-operaci-vydu-te-hrudni-aorty-za-pouziti-stentu-jana-mudrochova.pdf>
- [11] CHUTER, Timothy. Zenith abdominal aortic aneurysm endovascular graft. Journal of Vascular Surgery. 2008, s. 9. Dostupné z: <http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0741-5214/PIIS0741521408003042.pdf>.

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 30. 4. 2014

Podpis: Krejčová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala svému vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Lukášovi Čapkovi Ph.D. za cenné rady a odborné vedení práce. Dále bych chtěla poděkovat Ing. Janě Špánkové za její ochotu a pomoc při vytváření materiálů potřebným k experimentům. Mé poděkování patří také Ing. Petru Henyšovi za spolupráci při sestavení experimentálního přístroje, díky němuž se má práce mohla realizovat a Ing. Janě Grabmüllerové za pomoc s elektronovým mikroskopem. Na závěr bych chtěla poděkovat své rodině a přáteli, kteří mě po celou dobu studia na Technické univerzitě v Liberci, a také při psaní této práce podporovali a byli velice tolerantní.

Abstrakt

Autor	Krejčová Dana
Instituce	UZS – Biomedicínská technika
Název práce	Analýza opotřebení protézy stentgraftu vlivem tření
Vedoucí práce	Doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.
Počet stran	51
Počet příloh	0
Rok obhajoby	2014
Souhrn	<p>Tato bakalářská práce se zabývá analýzou opotřebení protézy stentgraftu vlivem tření. Nejprve popisuje hrudní a břišní aortu, poté pojednává o cévních nemocech, o břišním, či hrudním aneurysma. Následně se zabývá léčbou aneurysma pomocí stentgraftu a také o opotřebení stentgraftu uvnitř těla. Zabývá se stanovením otěru graftu pomocí experimentu na cyklickém zatěžovacím stroji. Obsahuje popis výroby experimentální pleteniny a zařízení, na kterém se experiment prováděl. Následně popis průběhu experimentu a vyhodnocování výsledků pomocí mikroskopů. Na závěr je popsáno shrnutí experimentu a výsledky této bakalářské práce.</p>
Klíčová slova	stentgraft, aneurysma, pletenina, opotřebení, otěr

Abstract

Author	Krejčová Dana
Institute	UZS – Biomedicínská technika
Thesis title	Wear behavior of grafts of AAA stentgrafts
Supervisor	Doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.
Number of pages	51
Number of appendices	0
Year	2014
Summary	<p>This bachelor's work deals with analysis of wearing out of graft of stentgraft due to influence of friction. At first it describes pectoral and abdominal aorta, then it deals with vascular diseases, abdominal and pectoral aneurysm. Subsequently it deals with treatment of aneurysm using stentgraft and also wearing out of stentgraft inside a human body. It deals with determination of graft abrasion using experiment on cyclic stress machine. It contains description of manufacture of experimental knitwear and machine, on which this experiment was performed. Subsequently it describes progress of the experiment and evaluation of results using microscopes. In the conclusion there is described summary of the experiment and results of this bachelor's work.</p>
Key words	stentgraft, aneurysm, knit, wear behavior, attrition

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	12
Úvod.....	13
Teoretická část	14
1 Aorta	15
2 Cévní onemocnění	16
3 Aneurysma.....	17
3.1 Příčiny aneurysma	17
3.2 Hrudní aneurysma	18
3.3 Břišní aneurysma.....	19
3.3.1 Příznaky břišní výdutě.....	20
3.4 Léčba aneurysma.....	20
4 Umělé cévní náhrady	21
4.1 Stent.....	21
5 Stentgraft	22
5.1 Historie stentgraftu.....	23
5.2 Vlastnosti stentgraftu	23
5.3 Užití stentgraftu, endovaskulární léčba aneurysma	24
5.4 Zavedení stentgraftu.....	24
5.5 Kontraindikace	25
5.6 Výhody endovaskulární léčby	26
5.7 Komplikace endovaskulární léčby	26
6 Pletenina stentgraftu	27
6.1 Technologie výroby	27
6.2 Vlastnosti pletenin.....	28
7 Opotřebenění stentgraftu, rizika.....	29
Výzkumná část.....	31

8	Návštěva firmy Ella-cs	32
9	Výroba pleteniny	33
10	Zařízení k měření otěru	36
11	Zkouška otěru graftu	38
12	Pozorování pod mikroskopem	40
13	Vyhodnocení měření	44
14	Diskuze	45
15	Závěr	47
	Seznam použité literatury	48
	Seznam obrázků	51

Seznam symbolů a zkratk

Zkratka

AAA

dtex

Význam

aneurysma břišní aorty

decitex

Úvod

Medicína, stejně jako jiné obory, se neustále vyvíjí kupředu. Jedná se hlavně o vývoj nových medicínských přístrojů, které jsou čím dál dokonalejší, výkonnější a rozšířenější. Proto je nutná spolupráce techniků a lékařů. Nejen aby si navzájem radili ve svých výkonech, ale také proto, aby mohli společně vymýšlet a realizovat nové technologie a techniky, které by zajistily lepší zdravotní péči. Například aby urychlily lékařský výkon, rekonvalescenci a pohodlí pacienta a hlavně, aby zajistily pacientovy co největší bezpečnost a úspěšnost léčby.

Srdce a cévy, jsou důležitý systém v lidském těle. Zajišťují zásobování orgánů krví a tím pádem i jejich správnou činnost. V dnešní době jsou kardiovaskulární onemocnění jedním z nejrozšířenějších onemocnění v Evropě vůbec. Ročně zapříčiní kolem 4 milionů úmrtí. Mezi kardiovaskulární onemocnění patří aneurysma. Aneurysma se v dnešní době čím dál častěji léčí aplikací stentgraftů. Tato technika je méně invazivní a je po ní rychlejší rekonvalescence. Jak to ovšem bývá u většiny léčeb, i tato obnáší jistá rizika. Pletená protéza stentgraftu může podlehnout vlivem cyklického zatížení opotřebení jednotlivých vláken a následně může dojít ke ztrátě funkce, například k prosakování krve a poté k možné ztrátě stability implantátu.

Téma jsem si vybrala, protože jde o celosvětové onemocnění a trpí jím čím dál více lidí. Je proto dobré se o danou problematiku zajímat a rozšířit ji dál. Cílem této práce je stanovení otěru graftu vlivem opotřebení, následné provedení experimentů na cyklickém zatěžovacím stroji a zjištění, jaký je vliv předpětí a struktury protézy a vliv velikosti a materiálu drátu stentu.

Bakalářská práce má dvě části. Teoretickou a výzkumnou. V teoretické části je popsána aorta a její onemocnění. Dále je vysvětleno co je aneurysma a jakým způsobem se může léčit. Popis stentgraftu a jeho částí, zavedení stentgraftu a známou problematiku opotřebení. Výzkumná část je soustředěna na provedení experimentů a vyhodnocení výsledků pomocí mikroskopu.

Teoretická část

V teoretické části této bakalářské práce je na úvod popsán anatomický popis aorty a to dvou částí, hrudní a břišní aorty. Následně je v práci zmíněno o kardiovaskulárních onemocněních a popis některých onemocnění. Mezi kardiovaskulární onemocnění patří i aneurysma, o kterém se píše v následující kapitole. Na léčbu aneurysma se mohou používat umělé cévní náhrady, v tomto případě stentgrafty. O tom je pohovořeno v dalších kapitolách. Popisují co to stentgraft je, k čemu se využívá, jak se zavádí a z jakých částí se skládá. Následně jsou popsány části stentgraftu, převážně pletenina, důležitá část stentgraftu. Na závěr teoretické části je zmíněno o známých opotřebeních stentgraftu a rizikách, které mohou vzniknout během doby, kdy je stentgraft implantován v těle.

1 Aorta

Aorta neboli srdečnice je hlavní a také největší tepnou v lidském těle. U dospělého člověka má ve svém nejširším místě průměr 2,5 cm. Aorta má velice pevné a elastické stěny, protože přijímá krev ze srdce pod velkým tlakem a díky tomu zamezuje jejímu prasknutí [1].

Aorta vystupuje z levé komory srdeční směrem k hlavě. Její první úsek se jmenuje aorta vzestupná, která je dlouhá asi 4-5 cm. Poté aorta pokračuje jako oblouk aorty, dlouhý asi 6 cm a dosahuje k levému boku 3. -4. hrudního obratle. Odtud začíná část aorty zvaná sestupná aorta. Běží před hrudní a břišní páteří a přes průstup otvorem v bránici je rozdělena na část v hrudníku nazývanou hrudní aorta a na pokračování v dutině břišní označované jako břišní aorta. Aorta sestupná končí bifurkací aorty na dvě ramena tepny kyčelní [2].

Hrudní aorta je uložena v zadním mediastinu od 3. hrudního obratle po 12. hrudní obratel. Zde leží otvor v bránici pro aortu. Při sestupu naléhá na těla obratlů a poté se dostává do střední čáry před páteř. Hrudní aorta zásobuje orgány mediastina, plíce (nutritivní oběh), část bránice, svaly zadních tří čtvrtin 3. -11. mezižebří a těsně pod 12. žebrem, kůži na bocích a zadní straně hrudníku, přední úseky břišních svalů a přilehlé okrsky kůže, páteřní kanál, míchu a míšní obaly [2].

Břišní aorta sahá od otvoru v bránici pro aortu, ve výši 12. hrudního obratle po 4. bederní obratel, kde je bifurkace aorty, také jinak vidlicovité rozdělení ve dvě kyčelní tepny. Břišní aorta zásobuje bránici, svalstvo a kůži stěny břišní a bederní krajiny, bederní páteř, páteřní kanál, obaly míšní a míchu, nadledviny, ledviny, varlata s nadvarlaty nebo ovaria a nepárovými viscerálními větvemi všechny nepárové orgány dutiny břišní [2].

2 Cévní onemocnění

Kardiovaskulární onemocnění jsou nejčastější příčinou úmrtí v Evropě. Mají na svědomí více jak 58 % všech úmrtí v České republice. Postihují muže i ženy, často v nejproduktivnějším věku. Jsou velice nebezpečná tím, že v raném stádiu jsou tato onemocnění bez zjevných, bolestivých příznaků. Vznik a vývoj kardiovaskulárních onemocnění lze výrazně ovlivnit změnou životosprávy a omezením rizikových faktorů. Mezi nejznámější cévní onemocnění patří ateroskleróza, varixy žil, záněty cév a aneurysma, o kterém bude psáno v další kapitole [3].

Ateroskleróza neboli kornatění tepen je cévní onemocnění velkých a středních tepen. Jsou elastického a svalového typu. Toto onemocnění tedy napadá především arterie dolních končetin, aortu, věnčité tepny a krkavice. Onemocněním trpí především starší jedinci, ovšem už v mladém věku lze na stěnách cév pozorovat nažloutlé skvrny nebo proužky. Říká se jim lipidní pláty, které poté přecházejí ve fibrózní pláty. Ve vazivu fibrózních plátů se tvoří kalcifikace. Následně dochází ke vzniku ateromových plátů. Ve stěnách cév jsou tvořeny hmoty z cholesterolu a esterů cholesterolu, které později vápenatí. Někdy je to do takové míry, že céva připomíná tvrdou trubičku [4], [5].

Cévní záněty mohou postihnout jakékoliv typy a velikosti cév. Ve stěnách cév se tvoří různé patologické změny. Může to být například ztlustění nebo ztenčení stěny cévy, oslabení nebo také zjizvení. Existují v chronické nebo akutní podobě. Mohou způsobit poškození některých důležitých vnitřních orgánů, neboť orgány díky zánětu mohou být méně, nebo nedostatečně prokrvovány [4].

Žilní varixy je název onemocnění, které se projevuje zvětšením a zprohýbáním povrchových žil. Na povrchu těla je viditelné. Způsobuje otoky dolních končetin, tíhu nohou a bolest. Z celkové populace trpí tímto onemocněním asi 15-20 % populace. Počet nemocných se zvyšuje s věkem, kolem 50. roku věku je zjištěn největší vzrůst. Onemocněním trpí častěji ženy než muži, obézní lidé a často se jedná o onemocnění dědičné [4], [6].

3 Aneurysma

Aneurysma neboli výduť (viz Obr. 1) je označováno nejčastěji jako abnormální rozšíření patologicky pozměněné cévní stěny. Většinou se uvádí vyklenutí tepny o více než 50% oproti normálnímu průměru tepny. Díky výduti se mění struktura cévní stěny a snižuje se její odolnost. Podle tvaru můžeme rozlišovat aneurysma člunkovitá, cylindrická, vřetenovitá, vakovitá a hadovitá. Dále se mohou výdutě rozdělit na vrozené a získané. Vrozené aneurysma neznamená, že je přítomné od narození, ale jedná se o vrozený místní defekt cévní stěny, díky němuž později během života vzniká aneurysma. Tepenná výduť je progresivní onemocnění. Ze začátku se výduť zvětšuje jen pozvolna, později však, díky růstu průsvitu, roste i rychlost zvětšování. To se děje na základě ztenčování stěny výdutě a především napětím její stěny, která roste při daném tlaku s poloměrem přímočaře. Výduť je nebezpečná tím, že může dojít k jejímu prasknutí a následnému krvácení, může utlačovat okolní struktury a také může dojít k embolizaci trombů a sklerotických hmot, které se mohou ve výduti usazovat a také ji částečně zaplnit [4], [7], [8].



Obr. 1 Aneurysma [24]

3.1 Příčiny aneurysma

Aneurysma může být vyvoláno různou příčinou například bakteriemi, houbami, hematodem nebo aterosklerózou. Podle příčiny vzniku můžeme některá aneurysma dělit na mykotická, aterosklerotická a disekující.

Mykotické aneurysma je vyvolané patogenními houbami nebo mikroby a způsobuje, že zánětlivý proces nahlodá cévní stěnu a tím dochází k jejímu vyklenutí. Může k tomu docházet při zánětlivých procesech v okolí cévy, u infikovaných trombembolů a v situaci, kdy stěnu cévy napadne infekce, která koluje v krvi [7].

Aterosklerotické aneurysma je nejspíše nejčastější typ aneurysma. Nejčastěji se objevuje u mužů okolo 60 roků a výš. Trpí jím především hypertonici a kuřáci. Nejčastěji se vyskytuje v břišním úseku aorty, v hrudní aortě se objevuje méně často a to u lidí, kteří trpí těžkou hrudní aterosklerózou. Výduť mívá vřetenovitý tvar, ale může se objevit i vakovité aneurysma. V místě vyklenutí bývají aterosklerotické pláty. Často se zde může objevovat vrstvený trombus, který výduť částečně vyplňuje. Pevnost stěny aorty je velice snižena, tudíž hrozí nebezpečí prasknutí aorty s následným krvácením [7].

Disekující aneurysma je tvořeno hematodem. Hematom se nachází ve stěně aorty nebo velkých cév. Ve stěnách mohou být drobné trhlinky v intimě nebo mohou obsahovat aterosklerotické pláty a umožňují tím vniknutí krevního proudu do stěny cév. Pod tlakem krevního proudu se patologicky pozměněná stěna aorty velice snadno rozchlipuje a krev se stěnou šíří dál a může se tak dostat z hrudní oblasti do břišní. Někdy si krev najde cestu zpět do lumenu cévy a vytváří se tak dva prostory, původní lumen cévy a nově vytvořené aneurysma. Opět může docházet k ruptuře a krvácení [7].

3.2 Hrudní aneurysma

Výduť hrudní aorty (viz Obr. 2) je nejčastěji aterosklerotického původu, ostatní příčiny, jako mykotické nebo bakteriální jsou spíše vzácné. V poslední době narůstá počet posttraumatických výdutí, způsobených nejčastěji dopravními úrazy. Aterosklerotické výdutě se týkají především starších lidí nad 60 let. Vždy ohrožuje nemocného rupturou [7].

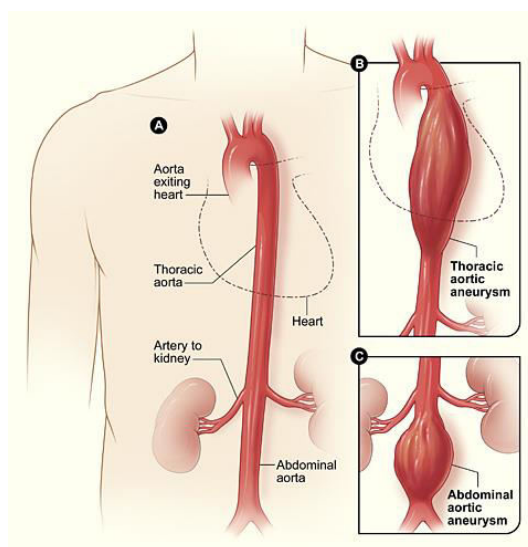
Nemocný z počátku nepocítuje bolest, tudíž je aneurysma nalezeno především náhodně na rentgenovém snímku či při jiném vyšetření. Většina nemocných trpí vysokým krevním tlakem. V pozdějším stádiu může nemocný pociťovat bolest v zádech, mezi lopatkami a níže a ostatní příznaky vytvářejí spíše utlačované okolní anatomické struktury. Výduť se postupem času zvětšuje a hrozí nebezpečí prasknutí. Pravděpodobnost prasknutí výrazně stoupá u velkých výdutí a výdutí rychle

se zvětšujících. Pravděpodobnost prasknutí u výdutí velikých 6,0 až 6,9 cm je více než 4krát vyšší, než u výdutě velikosti 4,0 až 4,9 cm. Dalšími velice důležitými riziky jsou neléčený vysoký krevní tlak a kouření [7], [9].

3.3 Břišní aneurysma

Aneurysma břišní aorty (viz Obr. 2) neboli aneurysma aortae abdominalis, dále AAA je nezanedbatelné onemocnění. Jedná se o degenerativní postižení stěny velké a elastické aorty. Výskyt tohoto onemocnění stoupá s věkem. Hlavním rizikem AAA je prasknutí a vykrvácení vedoucí ke smrti až v 90% neošetřených případů. Dalším rizikem je trombóza a ucpání aortálních větví a také embólie. Jako u hrudní výdutě i v tomto případě má veliký vliv na vznik břišní výdutě ateroskleróza, neléčená hypertenze a kouření [8], [9].

Pravá výduť břišní aorty je nejčastěji vřetenovitá. Nepravá výduť má excentrické tvarové formy. Jako aneurysma se označuje takový úsek aorty, který má zhruba 1,5 násobek průměru tepny ve srovnání s vedlejším, nepostiženým úsekem. Příčný rozměr výdutě u AAA může extrémně dosahovat až 12 cm. Oslabení aortální stěny vede k dilataci průměru a také ke změně délky postiženého úseku tepny. To může být překážkou pro endoluminální léčbu AAA [8], [9].



Obr. 2 Aneurysma hrudní a břišní aorty [25]

3.3.1 Příznaky břišní výdutě

Břišní výduť je velice nebezpečná, protože nemocný nemusí pociťovat žádné příznaky, nebo má jen zcela neurčité příznaky, například meteorismus, nechutenství, poruchu vyprazdňování, potíže s dýcháním. Často je proto AAA zjištěno náhodou, při klinickém nebo jiném vyšetření, například ultrazvukem, nebo počítačovou tomografií. Utlačování okolních orgánů většinou nebývá příznakem [8], [9].

Výdutě větších rozměrů lze nahmatat na těle pacienta. Mají vlastnosti pulzujícího tuhého útvaru. Tuhost výdutě je dána tím, že se v ní může usadit krevní sraženina, která ji následně částečně vyplňuje. Usazení vzniká kvůli zpomalenému přirozenému krevnímu toku ve výduti [8], [9].

3.4 Léčba aneurysma

Malé cévy postižené výdutí lze léčit tak, že se patologický úsek přemostí, odstříhne se aneurysma a stěna se zašije, nebo se na ni přiloží záplata. U aortálních výdutí toto není možné, protože výduť je příliš velká. Poté co u nemocného objevíme výduť, musíme ji následně sledovat, její růst a vývoj, nejčastěji ultrasonografickým přístrojem. Některé výdutě nerostou, zůstávají malé, a proto nejsou rizikem pro nemocného. Pokud ovšem výduť roste, tak je léčba nutností, aby se zamezilo prasknutí a následnému krvácení [8], [10].

V dnešní době se dělají dva postupy léčby aortálních výdutí. Chirurgická léčba a endovaskulární léčba. Chirurgická léčba je klasická léčba skrz břišní dutinu, jedná se tedy o otevřenou operaci. Tato operace spočívá v resekci aneurysma a náhradě umělou cévní protézou. Endovaskulární léčba je méně invazivní a jedná se o zavedení umělé cévní protézy, stentgraftu, z přístupu nejčastěji přes stehenní tepnu do výdutě. Cílem je vyztužení výdutě protézou [8], [10].

4 Umělé cévní náhrady

První umělé cévní náhrady vznikly kolem padesátých let 20. století. U nás v České republice se začaly plést kolem let šedesátých. Dnes máme tři typy umělých cévních protéz. Od sebe se liší technologií výroby a tím pádem i svými vlastnostmi. Jsou to protézy pletené, ty jsou tvořeny úpletem z umělých, nejčastěji polyesterových vláken. Stěna pletené protézy je porézní, a proto je často impregnována kolagenem nebo želatinou, aby se krevní ztráty minimalizovaly. Tkané protézy mají jen nepatrnou porozitu stěny, nedostatkem je ale nedostatečné upevnění vnitřní fibrinové vrstvy. Lité protézy jsou vyrobeny z expandovaného polytetrafluorethylénu, jsou neporézní, ale díky vysoké ceně se u nás používají pouze v oblasti malých průměrů [11], [12].

Mezi fyzikální vlastnosti, které musí protéza splňovat, patří biologické podmínky inertnosti, biokompatibilita, a jejich fyzikální vlastnosti musí být téměř neměnné. Elasticita a poddajnost cévní protézy se vyjadřuje jako procento příčné změny na milimetr rtuťového sloupce $\times 10^{-2}$. Je to jeden z faktorů, které dokážou vytvořit ze žilního autotransplátu optimální náhradu pro periferní a nízkoprůtokové rekonstrukce. Dlouhodobá průchodnost je nejdůležitější kritérium, podle kterého se hodnotí cévní protézy. Podstatný podíl na průchodnosti má špatná indikace a problematická technika výkonu [11].

4.1 Stent

Stent je kovová výztuž, endoprotéza, která se vkládá do trubicovitých orgánů a tím zajišťuje jejich průchodnost. Cévní stent je mechanická výztuž pro usnadnění remodelace cévní stěny a pro její mechanickou stabilizaci. Drátěná konstrukce stentu je vyrobena z nerezové oceli, sloučenin chromu a kobaltu anebo ze slitiny niklu a titanu, tzv. nitinolu a je tvořena jemnými drátky. Stent musí mít dostatečné elastické vlastnosti, aby se mohl zavést do cévy, ale zároveň musí být i tuhý na místě určení. Elasticita stentu by měla být velice podobná elasticitě zdravé cévy [11].

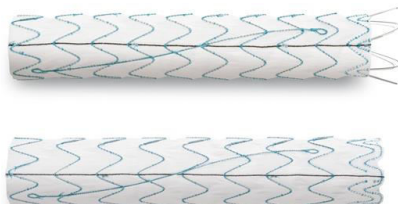
5 Stentgraft

Stentgraft (viz Obr. 3) je tubulární cévní protéza, která se používá k endovaskulární léčbě břišních, nebo hrudních výdutí. Skládá se ze dvou částí. První část se nazývá stent, o kterém je zmíněno v předchozí kapitole. Stent ve stentgraftu se v podstatě nijak neliší. Je to kovová drátěná výztuž. Drát se vyrábí z nerezové oceli nebo nejčastěji v dnešní době z materiálu zvaný nitinol. Jedná se o slitinu niklu a titanu a patří do skupiny takzvaných slitin s tvarovou pamětí. Nitinol se při zahřátí smršťuje, což je opak chování ostatních kovů. Žíháním nitinolu si zapamatuje daný tvar. Po vychladnutí materiálu lze tvar libovolně měnit a zahřátím na aktivaci teplotu se drát vrátí do zapamatovaného stavu [11], [13], [14].

Druhá část stentgraftu se nazývá graft. Je to jemná, tenkostěnná syntetická cévní protéza, pro kterou se používají syntetické materiály. Nejčastěji je to polyester nebo polytetrafluorethylén. Více o ní bude zmíněno v kapitole 6 Pletenina graftu, jelikož se jedná o důležité informace pro tuto práci.

V dnešní době máme dva typy stentgraftů. Stented graft znamená, že tělo je tvořeno pouze vlastní cévní protézou, graftem, a na jejích koncích jsou připojeny stenty. Grafted stent je taková protéza, která je v celém svém rozsahu tvořena kovovou konstrukcí a ta je potažena cévní protézou, zevnitř nebo zvenčí [11], [13], [14].

Léčba aneurysma stentgraftem je méně invazivní operace a s nižším rizikem pro pacienta. Stentgraft v aortě vyřadí postižený úsek cévního řečiště z oběhu jeho přemostěním či překrytím protézou. Jelikož se v endovaskulární léčbě dělá pouze malý řez, tak se zkracuje rekonvalescenční doba pacientů a tím i délka pobytu na jednotce intenzivní péče. Návrat do běžného života se touto metodou zkrátí také [7], [2], [14].



Obr. 3 Stentgraft [26]

5.1 Historie stentgraftu

Nové základy léčby cévních výdutí pomocí endovaskulární protézy byly položeny v padesátých letech dvacátého století. Základem byla diagnostická metoda zavedení katétru po vodiči, který měl traumatický konec. Tato metoda vedla k rozvoji kovových výztuží tepen, začalo se jim říkat stenty. Výrazně tomuto procesu přispěl americký chirurg Charles Dotter. V osmdesátých letech dvacátého století se jeho výzkum stále rozvíjel. Stenty se začaly využívat jako podpora pro endoluminálně zavedenou cévní protézu. Mezi prvními tuto metodu použili pánové Balko, Lawrence a Yoshioka, kteří využili nitinolové konstrukce potažené polyuretanem. První endovaskulární protézy vyvinuli tvůrci Volodos a Parodi nezávisle na sobě. Parodi zavedl ocelový balon-expandibilní tubulární stent s našitou dakronovou protézou. Také se v té době objevila léčba pomocí stentgraftu. Jednalo se o léčbu periferního aneurysma, jehož tvůrce se stal Cragg. Většina současných výrobků je tvořena nízkými izolovanými stenty, které umožňují vysokou flexibilitu. Jsou to modulové systémy, které umožňují díky různé šířce a délce komponent přizpůsobení aktuální anatomické situaci pacienta [13], [15].

5.2 Vlastnosti stentgraftu

Při výrobě stentgraftů je potřeba přiblížit se fyzikálním vlastnostem zdravých tepen. To ovšem není jednoduché, protože když se pokusíme vylepšit jednu vlastnost protézy, často se musí obětovat optimální hodnoty jiné vlastnosti [15].

Obvodová tuhost protéz se může ovlivnit typem vlákna, změnou tloušťky a mírou zaplnění vlákna. Má vliv na účinnost perfúzního proudění, které je hydraulickými vlivy vyvolané změnami laterálního tlaku. Kvůli tomu musí být stentgraft do jisté míry nepoddajný. Vrapováním se dá ovlivnit podélná tuhost. Vrapování je technika, při které se vytváří spirálovité nebo kruhové řasení a tím se dá délka protézy natažením prodloužit. Vrapováním se dá také zamezit kolínkovitému zalomení při přechodu přes kloub. Má však také negativní vlastnosti a to, že narušuje charakteristiky krevního proudu a nebrání svrašťování protézy. Další vlastností, které

zajišťuje delší životnost je vysoká poddajnost. Ta vyjadřuje přizpůsobivost protézy tepennému řečišti, do kterého je stentgraft implantován [15].

Porozita stěny je dána textilním způsobem výroby protéz a je dána počtem pórů nebo otvorů v prostorové či plošné jednotce. U stentgraftu se měří hodnota propustnosti vody nebo vzduchu. Porozita má vliv na vhojování stentgraftů, prodyšnost musí být taková, aby umožňovala prorůstání buněčných elementů [15].

Vlákno stentgraftu musí být z biologického hlediska nečinné, nesmí být mechanicky ani chemicky dráždivé a nesmí být narušeno tělními tekutinami. Další důležitou vlastností vlákna je průměr, struktura a počet a hustota spletení [15].

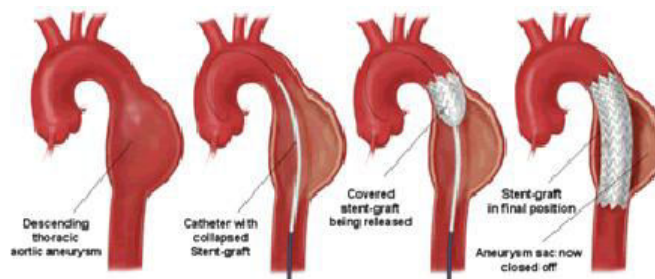
5.3 Užití stentgraftu, endovaskulární léčba aneurysma

Stentgraft se běžně užívá k léčbě aneurysma. Jedná se o endovaskulární léčbu. Tato metoda léčby aneurysma je pro pacienta šetrnější, než léčba chirurgická, která zahrnuje přístupovou cestu k výdutí přes břišní stěnu. Endovaskulární léčba aneurysma je méně invazivní operace a s nižším rizikem pro pacienta. Stentgraft v aortě vyřadí postižený úsek cévního řečiště z oběhu jeho přemostěním či překrytím protézou. Principem léčby je zavedení stentgraftu do místa výdutě a jeho ukotvení v místě proximálního a distálního krčku do zdravé aorty [8], [11].

5.4 Zavedení stentgraftu

Operační výkon se provádí na operačním sále, na kterém musí být rentgenový přístroj, mobilní angiogram nebo se výkon provádí přímo na katetrizačním sále. Dále se stentgraft zavádí v místní nebo celkové anestezii a nemocní jsou během výkonu heparizováni. Před vlastním operačním výkonem se provádí angiografie, která nám určuje místo odstupu renálních tepen z abdominální aorty a při operaci se provádí skioskopická kontrola. Před operací se zjišťuje stav aorty nad a pod vakem výdutě, kvůli ukotvení stentgraftu. Také je důležité znát vztahy aneurysma k okolním anatomickým strukturám, například komprese okolních žil, aby nedošlo ke komplikacím. Stentgraft je zaváděn do aorty skrz vzdálené místo, nejčastěji femorální tepnu, a dál pánevním

řečištěm k místu výdutě. K zavedení stentgraftu se používá zavaděč (viz Obr. 4). Nejdříve se skrz cévní cestu vsune slabý vodící drátek a na něj se následně navlékne kompletní zavaděč a to až do místa, kde má stentgraft být umístěn. Toto místo je velice důležité a jedná se o velice precizní záležitost, protože stentgraft musí být ukotven nad aneurysma do zdravé tkáně. Po dosažení té správné polohy se pouzdro zavaděče začne stahovat zpátky. Tím se začne rozevírat stentgraft. Po rozvinutí celé části stentgraftu se zavaděč vytáhne ven z těla. Po umístění stentgraftu je ještě možno zavést balónek, který se v místě ukotvení nafoukne a tím ukotvení stentgraftu zlepší. Operace končí uzavřením arteriotomie, což je chirurgické otevření tepny a zašitím operační rány [11], [13], [14], [8].



Obr. 4 Zavedení stentgraftu [27]

5.5 Kontraindikace

Jako u většiny léčeb, i u léčby aneurysma stentgraftem existují kontraindikace. Kontraindikací může být aneurysma vzniklé na základě vrozených pojivových vad, celkový infekční stav, infikované aneurysma či akutní ruptura. Stentgraft nesmíme aplikovat ani při generalizované sepsi a zánětlivém aneurysma v aktivním stádiu. Dále znemožňují implantaci stentgraftu nástěnné tromby v proximálním krčku a velké změny v průměru krčku, které neumožní ukotvení protézy. Kontraindikace je i v případě nevhodného přístupového cévního řečiště, endovaskulárně neřešitelný uzávěr pánevní tepny a průměr pánevní tepny menší než 6 mm [14], [15].

5.6 Výhody endovaskulární léčby

Oproti chirurgické léčbě je endovaskulární léčba pomocí stentgraftu méně invazivní a hemodynamicky zatěžující. Jelikož se v endovaskulární léčbě dělá pouze malý řez, tak se zkracuje rekonvalescenční doba pacientů a tím i délka pobytu na jednotce intenzivní péče. Návrat do běžného života se touto metodou také zkrátí. Jelikož chirurgická léčba je zákrok mnohem invazivnější, nebylo možné operovat pacienty, kteří byli oslabeni například nějakým dalším onemocněním, a operace by pro ně byla přílišným rizikem. Endovaskulární léčba přinesla další výhody a to nižší mortalitu a morbiditu, také nižší výskyt pooperačních komplikací a zkrácení doby operačního výkonu [14], [15].

5.7 Komplikace endovaskulární léčby

Nejčastější komplikací u endovaskulární léčby je vznik netěsnosti stentgraftu. Ten může být způsobený porušením celistvosti materiálu potahu, nebo prasknutím skeletu, konstrukce. Dále mohou komplikace vzniknout při použití příliš malého rozměru protézy či migrací nebo zalomením stentgraftu, špatnou adaptací distálního nebo proximálního hrdla stentgraftu v místě ukotvení.

Nejzávažnějšími komplikacemi po zavedení stentgraftu jsou perforace tepny, časná distální migrace stentgraftu nebo vznik disekce vzestupné aorty, paraplegie [14].

6 Pletenina stentgraftu

Umělé cévní protézy musí zachovávat porozitu stěny, aby zajistily dobrý léčebný výsledek. Díky tomu totiž lidská tkáň může prorůstat pleteninou a dochází k opouzdření. Jako řešení zachování porózy stěny se ukázalo použití protéz vyrobených na základě textilních technologických postupů, kterými jsou tkaní a pletení. Postupem času se zjistilo, že pletenina je pro cévní náhrady lepší než tkanina. Tkanina má totiž více vazných bodů, takže má sice větší odolnost proti protržení, ale má mnohem nižší porozitu, má silnější stěny a třepí se jí okraje, proto byla nahrazena vlákny pletenými. Dosud jsou tkaná vlákna používána, ale v mnohem menší míře. Vlákna pletené náhrady se volila taková, aby odolala vlivu tělních tekutin a byla dostatečně porézní [15], [16].

V dnešní době výběr materiálu podléhá přísným kontrolám, nejčastěji kvůli kompatibilitě s lidským organizmem. Požadavkům na tyto materiály vyhovují polyesterová vlákna, polytetrafluorethylen a většina polyuretanů. V současné době se na výrobu vláken používají nejčastěji syntetické materiály dacron a teflon. Dacron je polyesterové vlákno, jednotlivá vlákna mají kruhový průřez a vykazují velkou pevnost a hydrofobitu. Dobře odolává slabým kyselinám a zásadám, takže vydrží i dlouhodobější působení tělních tekutin. Také je lidským tělem velmi dobře snášen a nezpůsobuje rakovinu [15], [16].

Syntetický materiál teflon neboli polytetrafluorethylen je tuhá inertní látka, kterou tvoří dlouhý uhlíkový řetězec, a který vykazuje elektrickou neutralitu oproti ostatním vláknům. Úprava teflonu do vláken byla velkým technickým problémem, který se ovšem vyřešil a nyní dosahují tato vlákna velké pevnosti a odolnosti vůči tření. Stejně jako dacron nezpůsobuje rakovinu a je odolný vůči tvorbě trombů. Porozita stěn materiálu je vytvářena díky technologickému postupu pletení [15], [16].

6.1 Technologie výroby

Pletenina je plošná textilie vznikající na základě provlíkání klíčků nebo oček. Je založena na současném použití dvou či více nití k výrobě pleteniny pomocí sady jehliček. Nítě jsou vytvářeny z potřebného materiálu, ze kterého se tvoří oka, která

se vzájemně proplétají a spojují souvislou pleteninu, nit je zapletena v horizontálním směru. Pletenina se plete na pletařských strojích v pletárnách. Zde se rozeznávají stroje pro výrobu zátažných pletenin a pro výrobu osnovních pletenin [15], [17], [18].

Stentgrafty jsou vytvořeny z takzvané zátažné jednolící pleteniny, což znamená, že pletenina má jen jeden druh oček, takže na lící straně jsou vidět jen lící oka a na rubní straně jen rubní oka. Pletařské stroje obsahují jehličky, které pleteninu vytvářejí. Jehličky jsou uloženy v lůžku, jsou jednotlivě pohyblivé a liší se velikostí a tvarem. Rozměry těchto jehliček udávají dosažitelnou mez hustoty pletiva. Díky užití různých sad jehliček a typů vláken lze dosáhnout široké škály úpletů s vlastnostmi, které nám vyhovují [15], [17], [18].

Výhodou pletařských strojů je absence třepení po stříhání těchto pletenin, což umožňuje šití blíže k okraji než u protéz tkaných. Předsrážení krví pacienta, impregnace pomocí kolagenu, želatiny nebo albuminu slouží k dočasné eliminaci porozity stěny před implantací [15], [17], [18].

6.2 Vlastnosti pletenin

Jak už bylo zmíněno výše, u cévních protéz, tak i u pletenin platí v podstatě stejné vlastnosti. Na pleteninu jsou kladeny požadavky tenkostěnnosti, kde optimální rozměr je 0,1 mm, také nesočivost povrchu vnitřního a trombogenita povrchu zevního [15].

Pletenina musí tvořit mechanickou oporu, musí být biokompatibilní a bez toxických a karcinogenních látek, musí být dostatečně a dlouhodobě průchodná a nesmí svými vlastnostmi negativně ovlivnit organizaci a novotvorbu cévní stěny. Mezi nejdůležitější fyzikální vlastnosti patří pevnost a pružnost a to zejména v podélném, příčném a cirkulárním směru. Fyziologie tvorby umělých cévních náhrad je z mechanického hlediska založena na tom, co nejvíce se přiblížit vlastnostem zdravých cév. To je velice obtížné určit, protože se na tom podílí mnoho faktorů. Další velice důležitá a asi nejznámější vlastnost je porozita. Tato veličina vyjadřuje u cévních protéz míru propustnosti vody nebo vzduchu určitým prostorem nebo plochou. Přesněji se udává, že je to množství vody v milimetrech, které pronikne čtverečním centimetrem stěny za minutu při tlaku 120 milimetrů rtuťového sloupce [15].

7 Opotřebení stentgraftu, rizika

Jako každá léčba, či chirurgický zákrok, i aplikace stentgraftu má určitá rizika. Jedná se hlavně o opotřebení nebo selhání pleteniny graftu. V literatuře se zatím nedají najít rozsáhlé studie o těchto problémech, ovšem průzkum publikací ukázal, že malé velikosti graftů, které mají v průměru do 6 mm, mají hlavní příčinu selhání spojenou se ztrátou průchodnosti a okluzí. U středních a velkých velikostí graftů bylo zjištěno, že nejvýraznější komplikace spojené s užitím stentgraftu jsou dilatace, migrace stentgraftu, eroze graftu, separace součástí, fraktura stentu a strukturální vady [19], [20], [21].

Krevní průtok trvale reaguje se stěnou tepny dvěma cestami, chemickou a fyzickou. Má přímý vliv na vlastnosti cév a naopak. Role průtoku kapaliny v systému tepna-implantát je složitá a přímo závisí na mechanickém chování v použitém systému a také na jeho povrchové charakteristice (porozita, hladkost, atd.). Moderní cévní protézy mají modul pružnosti asi desetkrát větší než přírodní tepna. Tyto odlišnosti v tuhosti vytvářejí napětí v blízkosti ukotvení stentgraftu a oddělují oblasti toku v cévách, poddajný turbulentní tok a další smyková napětí ve stěně. To dává možnost vzrůstu poškození buněk na endotelu. Poškození může být rovněž vyvoláno vysokofrekvenčními vibracemi v přítomnosti vysoce rychlého toku [19], [20], [21].

Dilatace je trvalé rozšíření průměru graftu vyvolané pulsujícím napětím. Látková struktura graftu společně s výběrem materiálu jsou zodpovědné za dilatační problém. Díky své smyčkové struktuře ukazují pletené grafty malý odpor k rozšíření, a to hlavně kvůli odporu částí struktury na ohýbání a kroucení. Důsledkem je poměrně snadné narovnání v nejvyšším místě námahy. Velká hystereze pozorovaná v pletenině není způsobena hysterezí příze, ale spíše rovnáním oček a omezením tření v místě dotyku. Příze by mohla mít větší mobilitu zvýšením porozity, což by mělo za následek větší hysterezi. V arteriálním systému, kde je graft podroben statickému tlaku a opakované námaze pulzací se zdá nevyhnutelné, že dojde k určitému stupni trvalé deformace [19], [20], [21].

Mezi další riziko patří rozhodně migrace stentgraftu. Migrace znamená pohyb z proximálního konce stentgraftu směrem dolů, pryč z místa původní implantace směrem do výdutě. K migraci dochází, když připevnění stentgraftu je zahlceno kombinací průtoku a tlaku, převážně tlaku. Obě strany jsou ovlivněny designem

stentgraftu, ale většina klinicky významných změn v migraci různých stentgraftů je vysledována díky rozdílům v upevnění, fixaci [19], [20], [21].

Aorta a všechn její obsah jsou v neustálém pohybu. Cyklické zatížení a deformace způsobují pracovní tvrdnutí, zlomeniny stentu a hroty na místech lokalizovaného napětí. Dále deformace, nerovnosti povrchu a asymetrické zatížení. Nitinol je materiál využíváný pro mnoho stentů, protože je všestranný, snadno tvarovatelný a kompatibilní s magnetickou rezonancí. Bohužel, nitinolové stenty jsou náchylné na lomy. Lepší leštění a lepší konstrukce stentu pomohla udržet napětí v přípustném rozsahu, ovšem pořád k těmto selháním dochází [19], [20], [21].

Strukturální vady jsou považovány za neobvyklé. Nicméně přijatá opatření řízení jakosti jsou často nedostatečná v tom, že ačkoli hrubé fyzické defekty jsou detekovány, ostatní mikroskopická poškození vzniklá během výroby a následného zpracování a manipulací obvykle zjišťována nejsou. Výskyt časného selhání graftu díky přítomnosti vad je velice nízká, uvádí se selhání až kolem čtyřicátého až šedesátého měsíce po implantaci. To potvrzuje, že mechanismus selhání je jedním z jednoduchých výrobních vad přítomných v době implantace a také to, že vady nebyly makroskopické [19], [20], [21].

Dalším rizikem spojeným s pleteninou graftu je opotřebení graftu vlivem tření. Stent a graft jsou z jiného materiálu, tudíž mají odlišné mechanické vlastnosti. Pokud mezi nimi existuje opakující se pohyb, tak může vrchol pevného nepohyblivého stentu poškodit pleteninu z měkkého pohyblivého graftu. Může tedy dojít například k erozi materiálu a tím se budeme zabývat v experimentální části této bakalářské práce [19], [20], [21].

Výzkumná část

Výzkumná část této bakalářské práce se soustředí především na provedení experimentu otěru graftu. Vlivem cyklického zatížení může podléhat pletená protéza stentgraftu, používaného pro léčbu aortálního aneurysma, opotřebení jednotlivých vláken a následně ke ztrátě funkce. Ve výzkumné části je uveden popis experimentálního zařízení určeného pro stanovení otěru graftu vlivem opotřebení, dále popis výroby pleteniny, kterou jsme využili k našemu experimentu a také návštěva společnosti Ella-cs, která se výrobou stentgraftů zabývá. Je zde popsán postup měření na cyklickém zatěžovacím stroji a vyhodnocení výsledků měření pomocí mikroskopů. Následuje soupis výsledků, diskuze, praktický výstup a závěr práce.

8 Návštěva firmy Ella-cs

Díky mé bakalářské práci a na doporučení pana doc. Ing. Lukáše Čapka Ph. D. mi bylo umožněno, abych zajela do společnosti Ella-cs, která sídlí v Hradci Králové na konzultaci ohledně mé bakalářské práce. Ella-cs je ryze česká společnost zabývající se především výrobou stentů, stentgraftů, ale také dalších zdravotnických prostředků jako je výroba kostních náhrad pro kranioplastiku, náhradu defektů velkých kostí a další. Po předem domluvené schůzce jsem se setkala s panem Ing. Tomášem Panchártkem, který mi pověděl o stentgraftech spoustu zajímavých a užitečných informací. Povídali jsme si o stentgraftech obecně, jak vypadají, k čemu slouží a čím se zavádějí. Ukázal mi stentgrafty, které vyrábí přímo firma Ella-cs, ale také pár výrobků od konkurenčních firem ze zahraničí, porovnával je mezi sebou a říkal, v čem jsou jejich stentgrafty odlišné od ostatních a jaké mají výhody a nevýhody. Také mi ukázal přímo zavaděče pro stentgrafty a udělal mi malou ukázkou toho, jak se zavaděčem stentgrafty zavádí do těla. Následně mi bylo umožněno shlédnout rentgenové snímky, na kterých je vidět implantovaný stentgraft v aortě. Poté jsme se bavili o problematice stentgraftů, jaké komplikace mohou vzniknout během zavádění a těsně poté, nebo až v průběhu nošení implantovaného výrobku. Stentgrafty se v těle mohou vzpříčit, zaseknout, zalomit anebo se například špatně ukotví a nedrží na místě.

Následně jsem panu Ing. Panchártkovi představila náš přístroj sloužící k otěru pleteniny a nitinolového drátu. Probrali jsme spolu moji výzkumnou část této bakalářské práce a poté mi poradil, co dalšího by se na tomto zařízení dalo zkoušet, případně jaké úpravy by se mohly udělat, aby měl přístroj širší uplatnění. Díky němu jsem dostala pár nápadů, které by mohly být do budoucna realizovatelné, pokud bych se tímto problémem chtěla i nadále zabývat. Pan Ing. Panchártek mi řekl, že u tohoto typu měření má vliv prostředí, ve kterém se měří. Například měření na vzduchu v místnosti, nebo ve fyziologickém roztoku. Také, že je možnost měnit tloušťku drátu, průměr válce anebo teplotu prostředí a tím zkoumat další vlastnosti a druhy porušení protézy.

9 Výroba pleteniny

Pro realizaci našeho experimentu bylo zapotřebí vytvořit si vlastní pleteninu, kterou bychom poté použili na výzkum. Ve spolupráci s Fakultou textilní Technické univerzity v Liberci, přesněji za spolupráce s Ing. Janou Špánkovou z Katedry textilních technologií Fakulty textilní, se nám podařilo vytvořit si vlastní pleteninu, kterou jsme využili na naše vzorky. Tato vytvořená pletenina nahrazuje pleteninu používající se ve stentgraftu a má velice podobné vlastnosti.

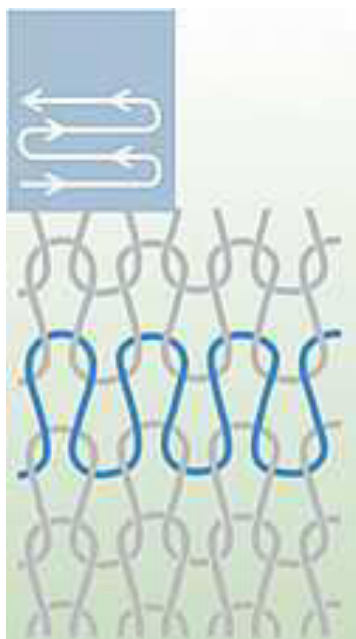
K výrobě pleteniny jsme použily stroj Rius (viz Obr. 5). Jedná se o jednoválcový malopřůměrový okrouhlý pletací stroj. Je to stroj, který je určen k výrobě pletených textilií ve tvaru hadice. Od slova okrouhlý si lze odvodit, že má tvar kruhu. Tyto pletací stroje obsahují jazýčkové jehly, které jsou seřazeny vedle sebe do kruhu. Válec, který stroj obsahuje, se během pracovní činnosti stroje otáčí a tím pohybuje jehlami, které se jedna po druhé časově jednotlivě pohybují. Pevně stojící zámek uvnitř stroje uchopuje patky jehel a ty zapadají do jeho zakřiveného kanálu. Tím dochází k pohybu dolů a nahoru, nit se zachytí hlavičkou jehly, vytvoří očko a to je provlečeno hotovou částí pleteniny. Průměr jehelního lůžka stroje Rius je 5 anglických palců tudíž přibližně 127 milimetrů. Dělení jehel na stroji je takzvané označení E25 což znamená, že na jeden palec připadá 25 jehel [17].



Obr. 5 Pletací stroj Rius [foto: autor]

Na stroji Rius jsme vytvořili zátažnou jednolícni pleteninu (viz Obr. 6), takže má jen jeden druh oček. Na lícni straně jsou tedy vidět jen lícni očka a na rubní straně jen

rubní očka. Naše zátazná jednolící pletenina je tvořena hladkou nití. Tato nit je tvořena z polyesteru. Polyester je jeden z nejpoužívanějších materiálů do stentgraftů hlavně díky jeho kompatibilitě s lidským organismem, takže je uvnitř těla dobře snášen a nezpůsobuje rakovinu. Dále protože jeho vlákna vykazují velkou pevnost.



Obr. 6 Jednolící zátazná pletenina [20]

Na výrobu textilie graftu jsem použila dva multifily. Multifil znamená, že je tvořen více nekonečnými chemickými vlákny. Jeden použitý multifil byl o jemnosti 167 dtex se 48 fibrilami a druhý multifil o jemnosti 33 dtex se 14 fibrilami. To znamená, že dohromady je v textilií graftu 62 fibril, tedy vláken. Tex je jednotka, která se používá v textilním průmyslu. Jednotka dtex neboli decitex znamená desetinu jednotky tex. Vyjadřuje jemnost příze, tedy délkovou hustotu. Jednotka jeden tex přesněji představuje 1 gram hmotnosti na 1 kilometr délky příze, tudíž jednotka jeden dtex znamená 1 gram hmotnosti na 10 kilometrů příze [17].

Upletení jeden a půl metru dlouhé pleteniny ve tvaru trubice (viz Obr. 7) trvalo přibližně půl hodiny. Musela jsem kontrolovat stroj, zda správně funguje a plete pleteninu bez vad a zapínat ho, pokud se vypnul kvůli pojistkám, které obsahuje. Pojistky se aktivují, pokud se přetrhne nit nebo pokud se pletenina ve stroji začne shrnovat anebo stáčet. Stroj jsem vždy znovu zapnula, dokud se nevytvořila dostatečně dlouhá trubice pleteniny použitelná pro mé vzorky. Po vytvoření dostačující délky trubice pleteniny, jsme ji odstříhly a odnesly do laboratoře. Zde jsem si vypůjčila žehlič

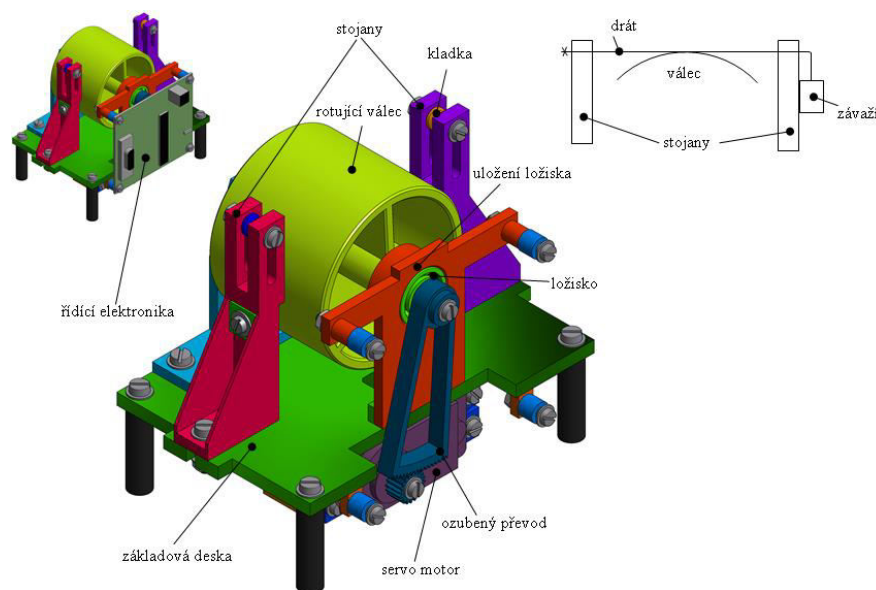
prkno a žehličku, abych pleteninu přežehlila. Žehlením a tedy působením tepla se pletenina zpevnila a zatahla. Tím byla vytvořena pletenina použitá na vzorky, na měření otěru.



Obr. 7 Vyrobená pletenina [foto: autor]

10 Zařízení k měření otěru

Zařízení k měření otěru graftu bylo navrženo a zkonstruováno ve spolupráci s Ing. Petrem Henyšem z Fakulty strojní Technické univerzity v Liberci. Na prvním obrázku (viz Obr. 8) je zobrazen technický náčrt zařízení před jeho samotnou výrobou. Jedná se o zařízení, na kterém se měří otěr pleteného graftu, který jsme si vyrobili na stroji Rius, a nitinolového drátu o sebe.



Obr. 8 Zařízení pro měření otěru [22]

Zařízení se skládá ze základové desky, na níž jsou umístěny stojany. Mezi stojany je připevněn rotující válec, na který se nasadí pletenina. Válec má rozměry 80 milimetrů délku a 50 milimetrů průměr. Na krajních stojanech je kladka a na ní je napnutý nitinolový drát, který se dotýká pleteniny na válci. Tímto způsobem se zaručí otěr mezi nitinolovým drátem a pleteninou. Na základovou desku je přidělán servomotor spojený s ozubeným převodem, který obstarává rotační pohyb válce s pleteninou. Nitinolový drát je napnut mezi stojany, na jedné straně stojanu je pevně uchycen okem a na druhé straně stojanu je drát napnut závažím (viz Obr. 9), které se může libovolně měnit, nejvíce však 100 gramové závaží. Všechny díly a součástky zařízení, kromě šroubových spojů, ložisek a distančních sloupků byly vytisknuty na 3D tiskárně Object technologií PolyJet [22].

Rotační pohyb válce obstarává modelářský digitální servomotor s názvem Hitec HS – 5485HB. Napájení servomotoru je v rozsahu 4,8 až 6 voltů a je dodáno adaptérem s názvem Minerva MW7H380GTTGS se stabilizovaným stejnosměrným napětím do proudu 3 ampéry. Rotační pohyb servomotoru je v rozsahu plus mínus 90 stupňů s rychlostí 60 stupňů za 0,2 sekundy [22].

Servomotor je řízen digitálním signálem ve formě pulzů. Řízení servomotoru obstarává elektronika s mikroprocesorem 8051 a pamětí, ve které je nahrán požadovaný pohyb. Elektronické zařízení umožňuje chod servomotoru na obě strany, řízení rychlosti v dojezdech a nastavené přesné polohy. Elektronika je programována prostřednictvím počítače přes sériové rozhraní RS232. Napájení elektroniky zajišťuje nestabilizovaný stejnosměrný adaptér 9 voltů. Start měření je realizován pomocí tlačítka Start umístěným na elektronice [22].

Rozsah rotace válce je ± 1 stupeň kolem střední osy. Tato výchylka je realizována prostřednictvím ozubeného mechanismu s převodovým systémem 1/11. Proto se servomotor vychyluje v rozsahu ± 11 stupňů. Přímé spojení hřídele servomotoru a rotujícího válce není výhodné, protože rozlišení servomotoru je na hranici jednoho stupně [22].



Obr. 9 Zařízení se závažím [foto: autor]

11 Zkouška otěru graftu

K měření otěru graftu o nitinolový drát jsme použili zařízení, které je popsáno v předchozí kapitole. Vzorky jsme si vytvořili z pleteniny vyrobené na stroji Rius. Vystříhli jsme si vzorky tvaru obdélníku o velikosti stran 2 centimetry a 3,5 centimetru. Každý vzorek jsme bodově přidělali lepidlem na válec (viz. Obr. 10). Měření každého vzorku trvalo 23 hodin. Výchylka válce byla zadána plus mínus jeden stupeň a frekvence 1,25 Herzů, po přepočítání na pulzy 75 pulzů za minutu, tudíž se jedná o průměrnou klidovou tepovou frekvenci u člověka. Nitinolový drát jsme zvolili s průměrem 0,18 milimetrů. Pro každé měření jsme použili chirurgické rukavice pro sterilitu materiálu a nitinolový drát bez povrchové úpravy.



Obr. 10 Zařízení se vzorkem pleteniny [foto: autor]

Prvním vzorkem jsme chtěli otestovat, zda zařízení pracuje správně. Na válec jsme přidělali 0,5 centimetrů vysoký obdélníkový podklad z molitanu na místo styku drátu a pleteniny a teprve na něj jsme přidělali vzorek číslo 1. Vzorek jsme nalepili lícní stranou směrem k válci a rubní stranou nahoru, stejnou stranou je přidělán drát ke graftu ve stentgraftu. Molitan jsme zkusili přidělat pro lepší simulaci děje v těle během implantovaného stentgraftu. Přes válec s pleteninou jsme natáhli nitinolový drát upevněný do postranních stojanů, tak aby se na určitém místě dotýkal pleteniny. Zde jsme si označili místo otěru dlouhé 3 milimetry. Také jsme si na vzorku označili číslo

vzorku a po ukončení měření čas, za jaký byla pletenina vystavena otěru o nitinolový drát. Nitinolový drát jsme pouze natáhli, na první pokus jsme žádné závaží nedávali, tudíž předpětí drátu bylo téměř nulové. Poté jsme zapnuli zařízení na měření otěru. Parametry už byly přednastaveny na výchylku ± 1 stupeň a frekvenci 1,25 Herzů. Zařízení jsme nechali běžet a sledovali, k jakému dojde porušení. Nakonec jsme nechali zařízení zapnuté přes noc a další den jsme ho po 23 hodinách nepřetržitého provozu vypnuli. Sundali jsme vzorek z válce a viděli, že k viditelnému porušení vláken pleteniny nedošlo. Proto jsme se rozhodli udělat druhý vzorek jiným způsobem.

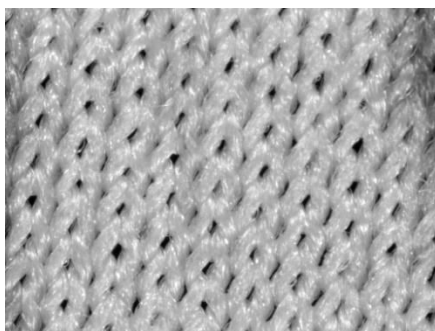
Vzorek číslo 2 měl stejné rozměry jako předchozí a to tvar obdélníku s rozměry stran 3,5 centimetrů a 2 centimetry. Rozhodli jsme se zkusit sundat molitan z válce, jelikož jsme zjistili, že díky jeho měkkosti se drát dostatečně netřel o pleteninu. Vzorek číslo 2 jsme připevnili tudíž rovnou na válec, taktéž v rukavicích a bodově lepidlem. Opět byla lícni strana směrem k válci a rubní nahoru směrem k drátu. Nitinolový drát jsme opět ponechali bez povrchové úpravy a napnuli přes pleteninu. Nyní jsme ovšem použili závaží o hmotnosti 100 gramů, aby zde nastalo větší předpětí. Parametry zařízení jsme nechali stejné jako u předchozího vzorku, výchylku ± 1 stupeň a frekvenci 1,25 Herzů. Zařízení jsme opět zapnuli a nechali běžet opět 23 hodin (viz Obr. 11). Po tomto časovém úseku jsme zařízení vypnuli. Následně jsme sundali vzorek a uschovali. Tímto způsobem jsme udělali ještě další 4 vzorky, které jsme následně zkoumali a porovnávali pod mikroskopem, o čemž se píše v následující kapitole.



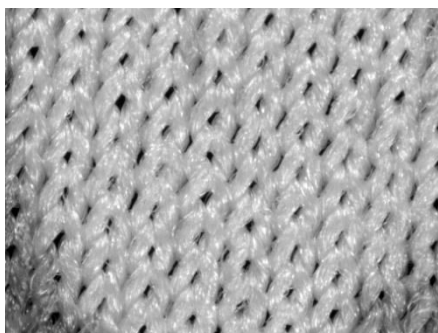
Obr. 11 Testování vzorků [foto: autor]

12 Pozorování pod mikroskopem

Po měření otěru pleteniny o nitinolový drát, jsme vzorky pleteniny umístili do uzavřeného sáčku, aby se na ně nedostaly žádné nečistoty. Po domluvě s paní Ing. Janou Špánkovou z Fakulty textilní mi bylo umožněno, abych se zašla podívat na makroskop v laboratoři na Katedře textilních technologií. Makroskop je zařízení, které se používá pro zvětšení struktur, v našem případě zvětšení struktury pleteniny, ovšem nemá takové zvětšení jako například mikroskop. Zapnuly jsme tedy makroskop, na pozorovací desku jsme vložily vzorek opotřeбенé pleteniny. Následně jsme vzorek zaměřily, zaostřily, aby obraz nebyl rozmazaný. Makroskop je připojený na počítač, takže výřez obrazu v makroskopu byl viditelný a identický s obrazem na obrazovce počítače. Prohledaly jsme pod makroskopem celé označené místo na vzorku, kde je vyznačen otěr graftu a nitinolového drátu, ovšem žádné rozdíly oproti vzorku, který byl neporušen, a který jsme si vytvořily kvůli porovnávání, jsme nenalezly. Udělaly jsme alespoň snímky pleteniny po otěru, kde je zřetelně vidět, že žádné makroskopické poškození není přítomno. (viz Obr. 12 a Obr. 13).



Obr. 12 Vzorek č. 2 pod makroskopem [foto: autor]



Obr. 13 Vzorek č. 3 pod makroskopem [foto: autor]

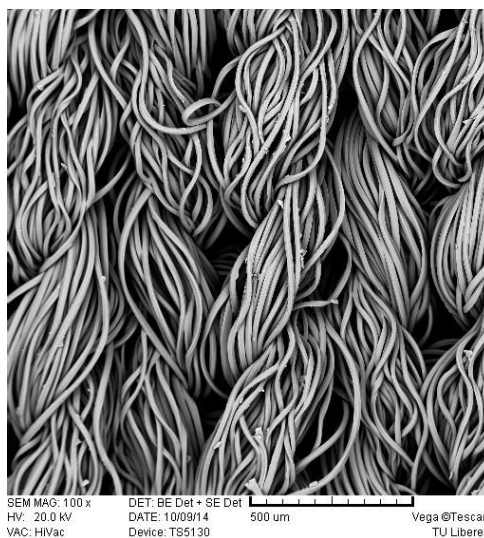
Na makroskopu tedy poškození vidět nebylo, to znamená, že poškození nebylo tak markantní a viditelné jak jsme se původně domnívaly. Proto jsme přistoupily na jiné řešení a to použití klasického optického mikroskopu, který má větší možnost zvětšení. Optický mikroskop využívá pro zobrazení světelné paprsky. Obsahuje čočky, které tvoří objektiv a okulár, které dohromady vytvářejí zvětšený obraz. Vložily jsme vzorek na stolek mikroskopu a snažily se zpozorovat nějaké poškození. Bohužel jsme zjistily, že na optickém mikroskopu se nám nepodaří nic zpozorovat, protože světlo v mikroskopu prosvítalo skrz tenkou pleteninu, takže výsledný obraz nešel rozpoznat.

Další možností, které nás po těchto dvou neúspěších napadlo, bylo použít elektronový mikroskop. Paní Ing. Špánková mi dala kontakt na paní Ing. Janu Grabmüllerovou také z Fakulty textilní, Katedry materiálového inženýrství. S paní Ing. Grabmüllerovou jsme se následně domluvily, že budeme moci využít elektronového mikroskopu u nich na katedře. Elektronový mikroskop používá místo světelných paprsků k zobrazení elektrony. Čočky nejsou skleněné jako u optického mikroskopu, ale elektromagnetické, které mají funkci cívek. Cívky neboli čočky vytvářejí vhodné magnetické pole. Mezní rozlišovací schopnost mikroskopu je úměrná vlnové délce použitého záření. Protože má elektron mnohem kratší vlnovou délku oproti viditelnému světlu, má tedy elektronový mikroskop vyšší rozlišovací schopnost a dosahuje vyššího zvětšení než mikroskop optický [23].

Elektronový mikroskop, který jsme použily je rastrovací elektronový mikroskop Vega TS 5123. Je plně řízen počítačem a určen k pozorování povrchů při velkém zvětšení s velkou hloubkou ostrosti. Zaznamenává a archivuje zvětšené obrazy na počítačová média. Rozlišení tohoto mikroskopu je 3,5 nm a zvětšení 20 až 500 000. Elektronový mikroskop se skládá ze čtyř částí. Z fyzikální části, elektroniky, počítače a softwaru. Rastrovací elektronový mikroskop zobrazuje objekt pomocí elektronové sondy, kterou formuje a rozmítá tubus mikroskopu, který je obsažen ve fyzikální části. Většina zobrazovacích vlastností elektronového mikroskopu závisí na parametrech této elektronové sondy [23].

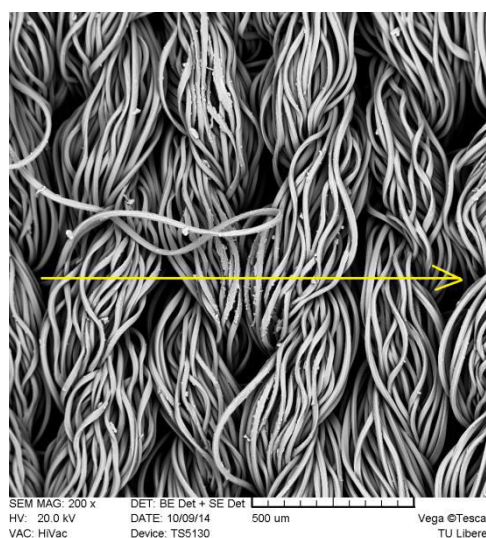
Po přezkoumání vzorků na elektronovém mikroskopu jsme konečně zahlédly opotřebený pletený graft. Zkoumání vzorků na elektronovém mikroskopu je již značně obtížnější, jelikož zvětšení je opravdu větší než u mikroskopu optického nebo u makroskopu. Tím pádem bylo hledání přesného místa poškození mnohem náročnější. Jelikož zvětšení obrázku už bylo opravdu veliké, na vláknech jsou zřetelně vidět opotřebená jednotlivá vlákna, která se stýkala v době otěru s nitinolovým drátem.

Vlákna nemají svou celistvou strukturu, jsou poškozena otěrem na zařízení. Na následujících dvou obrázcích jsou pleteniny, první bez otěru, druhá po 23 hodinách otěru s nitinolovým drátem. Vzorek pleteniny (viz Obr. 14) na obrázku je bez otěru, tedy bez opotřebení nitinolovým drátem. Obrázek je zde umístěn pro porovnání s pleteninou poškozenou a je zvětšen 100krát.



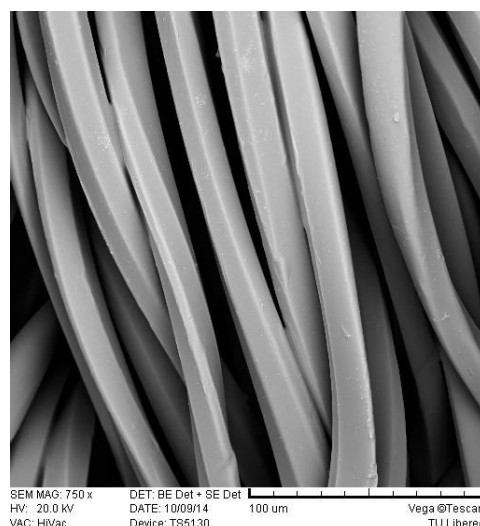
Obr. 14 Vzorek bez opotřebení [foto: J. Grabmüllerová]

Na následujícím obrázku (viz Obr. 15) je zobrazen vzorek pleteniny, který prošel procesem 23 hodinového opotřebování drátem na zařízení. Žlutá šipka na obrázku znázorňuje směr průchodu drátu na pletenině. Uprostřed obrázku je vidět, že je zde poškození. Obrázek je zvětšený 200krát.



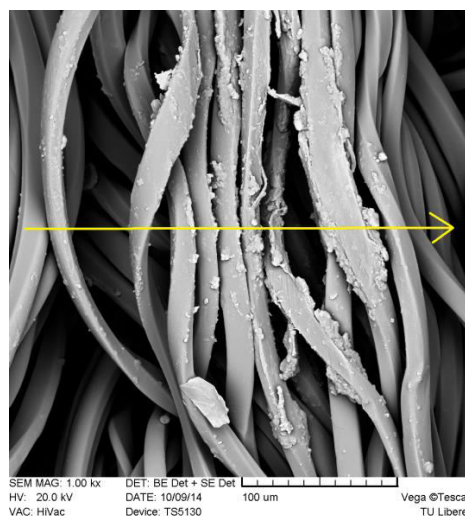
Obr. 15 Vzorek po opotřebení [foto: J. Grabmüllerová]

Na předchozích dvou obrázcích je vidět rozdíl opotřebení, ovšem ne úplně jednoznačně. Proto jsme vytvořily další fotografie, které mají ještě větší zvětšení a na kterých jsou vidět jednotlivá vlákna. Na následujícím obrázku (viz Obr. 16) je opět pletenina, která je bez opotřebení. Je zde rozhodně vidět, že vlákna jsou naprosto rovná, čistá a neopotřebovaná.



Obr. 16 Vzorek bez opotřebení [foto: J. Grabmüllerová]

Na dalším obrázku (viz Obr. 17) je vidět vzorek po opotřebení nitinolovým drátem, také s větším zvětšením než na obrázku 14. Je zde prokazatelně vidět opotřebení na jednotlivých vláknech. Vlákna vypadají odřená a opotřebovaná. Opět je zde názorně vyznačen směr vedení nitinolového drátu. Fotografie je zvětšena 1000krát.

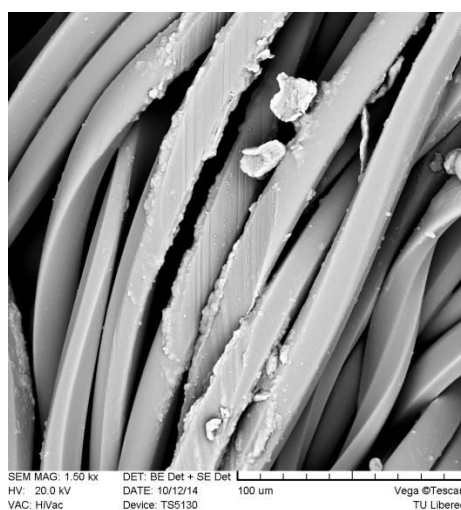


Obr. 17 Vzorek po opotřebení [foto: J. Grabmüllerová]

13 Vyhodnocení měření

Každý vzorek pleteniny nejdříve prošel procesem otěru na zařízení. Po 23 hodinách opotřebování se každý vzorek vždy uschoval a následně se zkoumal pod mikroskopem. Jak bylo již zmíněno v předchozí kapitole, k vyhodnocování velikosti poškození pleteniny po otěru jsme využili elektronový mikroskop. Každý vzorek se pod elektronovým mikroskopem prozkoumal a následně se vytvořily jeho zvětšené snímky. Všechny vzorky, které jsme vytvořili, měly prokazatelné opotřebení, které sice nebylo okem viditelné, ale pod mikroskopem ano.

Vzorky byly vyrobeny ze dvou multifilů, jeden s jemností 167 dtex a počtem fibril 48 a druhý s jemností 33 dtex a počtem fibril 14. Dohromady byl tedy každý vzorek vyroben z multifilu, který obsahoval 62 fibril. Na obrázcích z elektronového mikroskopu z předchozí kapitoly lze spočítat, kolik fibril bylo během otěru zničeno. Průměrně bylo v každém vzorku zničeno 6 až 8 fibril (viz Obr. 18), tedy vláken, navíc jen asi z jedné třetiny celkové délky vlákna, samozřejmě vzniklo opotřebení pouze na místě, kde procházel nitinolový drát. Rozhodně tedy nevzniklo úplné porušení pleteniny, pouze malá část. Pokud by muselo dojít k většímu, rozsáhlejšímu opotřebení například prodření celé vrstvy pleteniny, museli bychom otěr nitinolovým drátem testovat mnohem delší dobu a na rozsáhlejší oblasti. Ovšem i přes tak krátkou dobu našeho měření otěru, 23 hodin, vzniklo malé poškození. Jedná se nejspíše o odření pleteniny o drát, který se tře o vlákna a drolí jejich povrch. Na obrázcích jsou prokazatelně vidět částice odrolených vláken.



Obr. 18 Poškozený vzorek [foto: J. Grabmüllerová]

14 Diskuze

Na počátku vzniku této bakalářské práce jsme si s doc. Čapkem zadali několik cílů této práce. Prvním cílem nejnáze proveditelným byla rešerše z odborné literatury. V literatuře jsem si zjistila spoustu informací o tom, co je výduť a jakými léčebnými prostředky se dá léčit. Následně na to jsem navázala popisem co to vlastně stentgraft je a z jakých částí se skládá. Nalezla jsem informace o tom, že má dvě části a to drát, většinou nitinolový a pleteninu z polyesterových vláken. Popsala jsem stentgraft, jeho historii a jeho výhody v léčbě aneurysma. Dále jsem popsala pleteninu stentgraftu, protože to je velice důležitá část pro naši bakalářskou práci. Jaký má typ vlákna, jakým způsobem je vytvořena na strojích a jaké vlastnosti musí mít, aby byla implantovatelná do těla pacienta. Na konci rešeršní části jsem zmínila problematiku opotřebenosti stentgraftů v těle dějících se z různých příčin. Jaká rizika mohou nastat po určité době nošení implantovaného stentgraftu a jaký vliv to může mít na pacienta. Rešerši jsem tímto způsobem splnila, ovšem bylo obtížné najít informace o již známém opotřebenosti stentgraftů v těle pacienta, jelikož toto téma ještě není příliš rozšířené.

Dalším cílem této bakalářské práce bylo sestavení experimentálního zařízení určeného pro stanovení otěru graftu vlivem opotřebenosti. Na téhle části jsme spolupracovali s panem Ing. Petrem Henyšem. Vytvořili jsme zařízení na měření otěru, který je ovládán prostřednictvím počítače, na kterém si každý navolí podmínky, při kterých bude otěr probíhat, například frekvence otáčení nebo výchylka. Poté se programem v počítači zařízení spustí a nechá spuštěné libovolně dlouhou dobu podle potřeby. Po sestavení tohoto experimentálního zařízení jsme začali zjišťovat, že má nějaké nedokonalosti, a že by se některé věci daly vytvořit lépe. Drát, který je napnut na stojanech na stranách zařízení, by se mohl dát i na druhou stranu, dospodu zařízení, aby měření otěru mohlo probíhat současně na dvou místech, akorát na opačných stranách. Dalším vylepšením ohledně drátu by mohlo být natáhnutí více drátů na stejné straně vedle sebe s dostatečnou mezerou a nalepení více vzorků na válec, tak aby každý vzorek pleteniny měl vlastní otěr o drát. I tímto způsobem by se dalo zajistit měření otěru na více vzorcích najednou.

Následujícím zadaným cílem práce bylo provedení experimentů. K provedení experimentů jsme samozřejmě použili naše vyrobené zařízení, nitinolový drát o průměru 0,18 mm často používaný ve stentgraftech a pleteninu z polyesterových

vláken vyrobenou na stroji Rius téměř totožnou s pleteninou ve stentgraftech. Na zařízení jsme bodově nalepili vystřižený vzorek pleteniny a spustili zařízení. Programem v počítači byly nastaveny parametry, frekvence 1,25 Herzů, která simulovala srdeční frekvenci v aortě u člověka, dále výchylku $\pm 1^\circ$, protože v lidském těle u stengraftů jde o velice malé pohyby pleteniny o drát. Zapnuli jsme zařízení a sledovali otěr. Nejdříve jsme předpokládali, že opotřebení bude viditelné okem a to přibližně za 2 hodiny. Po 2 hodinách nepřetržitého provozu jsme ovšem zjistili, že žádné opotřebení nevidíme. Zařízení jsme tedy nechali běžet déle a měření jsme zastavili po 23 hodinách provozu. Následovalo pozorování vzorků pod mikroskopem. I v této oblasti jsme zjistili, že by se některé věci dali udělat lépe, aby výzkum probíhal ještě přesněji. Lepení vzorku nebylo ideální řešení, jelikož válec na zařízení se odstraňováním vzorků z válce více opotřebovával. Řešením by bylo vytvořit přesný průměr kruhové pleteniny jaký má válec a pleteninu na něj navlíkat. Bohužel takový stroj zatím Fakulta textilní nevlastní, na stroji Rius, který vytváří kruhové pleteniny nelze měnit průměr. Dále by se na zařízení mohlo zkoušet v různých prostředích. Na vzduchu, jak jsme učinili my nebo například ve fyziologickém roztoku. Na každém místě by výsledky samozřejmě mohly dopadnout jinak. Také změna průměru drátu by nám mohla ukázat odlišné výsledky. Doba měření by se také dala měnit. Například nechat běžet zařízení na otěr tak dlouho, dokud by se pletenina neopotřebovala tak, aby poškození bylo vidět pouhým okem a poté si tuto dobu zaznamenat. Je spousta možností, se kterými by se mohlo na tomto zařízení dále experimentovat.

Ke splnění cíle práce vyhodnocení dat jsme použili mikroskopy. Nejdříve jsme na doporučení využili makroskop na Fakultě textilní. Tam ovšem žádné poškození vidět nebylo. Následně jsme tedy vzorky vložili pod optický mikroskop, na kterém žádné poškození také vidět nebylo, jelikož světlo použité u tohoto mikroskopu prosvěcovalo pleteninu a tudíž se nám nezobrazil žádný výsledek. Nakonec jsme pro vyhodnocení našich vzorků použili elektronový mikroskop, na kterém bylo vidět opotřebení vláken, které ovšem nebylo tak markantní jak jsme se původně domnívali. Proto bylo vidět pouze na elektronovém mikroskopu a do budoucna tedy víme, že takové vzorky budeme zkoumat rovnou pod elektronovým mikroskopem.

Posledním cílem práce je závěr a ten je uveden v následující kapitole.

15 Závěr

Tato bakalářská práce na téma Analýza opotřebení protézy stentgraftu vlivem opotřebení splnila předložené a očekávané cíle ve všech bodech práce. Podařilo se nám zrealizovat zařízení na měření otěru pleteniny o drát a vytvořit několik vzorků, které se následně zhodnotily pod mikroskopem. Vyhodnotili jsme, že při otěru drátu o pleteninu opravdu dochází k opotřebení pleteniny. Použitou pleteninu a drát jsme sice neměli naprosto identické jako ve stentgraftu, ale s velice podobnými vlastnostmi. K tomu samému může docházet postupem času i ve stentgraftech, které jsou aplikovány v těle. V aortálních výdutích se dějí miniaturní pohyby drátu o pleteninu stentgraftu zapříčiněné pulzací aortální krve. Díky tomu může drát odírat pleteninu stejným způsobem, jaký jsme napodobili. Po několika letech se tak v těle může stát, že pletenina už otěr o drát nevydrží a poškození bude čím dál větší. Pletenina možná začne prosakovat, nebo nakonec může dojít k jejímu přílišnému poškození a následnému prasknutí. Jedná se o jedno z rizik aplikovaného stentgraftu a problémem by se mělo zabývat více lidí, aby se vymyslel lepší způsob, možná jiný materiál, který by zajistil bezpečnější následný život se stentgraftem.

Díky této bakalářské práci jsem se naučila spoustu důležitých věcí. Dozvěděla jsem se hodně informací o stentgraftech, co to je, k čemu se užívají a jak jsou důležité pro lidi trpící výdutěmi. Práce mě naučila jak důležitá je pletenina ve stentgraftech a kolik toho musí vydržet, aby se v těle neporušila. Seznámila jsem se díky tomu s různými zařízeními. Například s 3D tiskárnou PolyJet, na které jsme tiskli součástky na naše zařízení a dále se strojem Rius, se kterým jsem se naučila částečně manipulovat a dokázala si uplést vlastní pleteninu na výrobu vzorků. Dále jsem se naučila pracovat s naším zařízením na otěr vzorků, a také ovládat mikroskop pro zvětšení objektů. Velkým přínosem pro mě bylo i použití elektronového mikroskopu a hlavně téma této bakalářské práce jako takové, protože je to velice zajímavé a mělo by to směřovat čím dál více kupředu a zdokonalovat stentgrafty.

Experiment otěru stentgraftu bude samozřejmě pokračovat dál a budeme se snažit vyzkoušet různé způsoby a metody, díky kterým bude docházet k opotřebení a zdokonalit zařízení, aby mělo ještě větší přínos nejen pro nás, ale pro širší veřejnost.

Seznam použité literatury

- [1] BURNIE, David. *Stručná encyklopedie lidského těla*. Praha: Talentum, c1996, 160 s. ISBN 80-967-3904-2
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar*. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [3] ČÁKIOVÁ, Julie. *Onemocnění srdce a cév - nejčastější příčina úmrtí*. Národní informační centrum pro mládež. 2010. Dostupné z: <http://www.nicm.cz/onemocneni-srdce-a-cev-nejcastejsi-pricina-umrti>.
- [4] MAČÁK, Jiří a Jana MAČÁKOVÁ. *Patologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004, 347 s., 24 s. barev. příl. ISBN 80-247-0785-3.
- [5] Kardiovaskulární patologie. *Atlas patologie pro studenty medicíny*. 2013. Dostupné z: http://atlases.muni.cz/atlases/stud/atl_cz/sect_main.html.
- [6] FIRT, Pavel, Jaroslav HEJNAL a Ivan VANĚK. *Cévní chirurgie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2006, 323 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-1251-8.
- [7] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, c2004, 772 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [8] NEUMANOVÁ, Eva a Lukáš ČAPEK. *Analýza vybraného zavaděče pro zavádění stentgraftu do břišní aorty: Analysis of a selected delivery system for loading stentgrafts to the abdominal aorta*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010, 52 s.
- [9] GREWE, Horst-Eberhard a Karl KREMER. *Atlas chirurgických operací*. Praha: Grada, 1993, 721 s. ISBN 80-716-9028-7.
- [10] KRAJÍČEK, Milan a Pavel ŠEBESTA. *Chirurgická a intervenční léčba cévních onemocnění*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007, 436 s. ISBN 978-80-247-0607-8.
- [11] KRŠKA, Zdeněk. *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 262 s. ISBN 978-802-4738-154.
- [12] KRAJÍČEK, Milan. *Filosofie a praxe cévních náhrad*. Medical Tribune. Medical Tribune CZ, 2008. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/11776%3E>.
- [13] ŠEDIVÝ, Petr. *Moderní stentgrafty posunují vývoj cévní chirurgie*. Zdravotnické noviny. Ambit Media, a. s., 2012. Dostupné z: <http://www.zdravky.cz/kongresovy-list/aktualne/moderni-stentgrafty-posunuji-vy-voj-cevni-chirurgie>.

- [14] MUDROCHOVÁ, Jana a Kamila EKRTOVÁ. *Anestezie u operací výdutě hrudní aorty za použití stentgraftu*. Akutne.cz. Nemocnice na Homolce, Praha, 2008, 2010. Dostupné z: <http://www.akutne.cz/res/publikace/30-anestezie-u-operaci-vydu-te-hrudni-aorty-za-pouziti-stentu-jana-mudrochova.pdf>
- [15] HOLUBÁŘ, O. *Přehled metod léčby arteriálních výdutí*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2009. 35 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.
- [16] CHOMIČ, Dimitrij. *Vliv mechanických vlastností cévních protéz na jejich klinické použití*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2010. 43 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.
- [17] Konzultace s Ing. Janou Špánkovou, Technická univerzita v Liberci, Budova B, říjen 2013 – březen 2014
- [18] LENFELDOVÁ, Irena. *Základy textilní výroby*. Studijní materiály Fakulty textilní. 2010.
- [19] CHUTER, Timothy. *Zenith abdominal aortic aneurysm endovascular graft*. Journal of Vascular Surgery. 2008, s. 9. Dostupné z: <http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0741-5214/PIIS0741521408003042.pdf>.
- [20] JACOBS, Tikva. *The Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysm: An Update Analysis of Structural Failure Modes of Endovascular Stent Grafts*. Seminars in Vascular Surgery. Vol 16. No 2. Elsevier Inc. 2003
- [21] CHUTTER, Timothy. *Durability of Endovascular Infrarenal Aneurysm Repair: When Does Late Failure Occur and Why?*. Seminars in Vascular Surgery. Elsevier Inc. 2009, s. 9.
- [22] HENYŠ, Petr. *Zařízení k měření otěru konstrukce*. Fakulta strojní Technické univerzity v Liberci. 2014.
- [23] TESCAN, s.r.o. *Rastrovací elektronový mikroskop Vega TS 5123 návod k obsluze*. Brno.
- [24] *Buikslagader*. AZ Vesalius. Dostupné z: <http://www.azvesalius.be/Vaatchirurgie/buikslagader.htm>.
- [25] ŠÍPEK, Antonín. *Genetická predispozice pro aneurysma břišní aorty*. Gate2Biotech. 2012. Dostupné z [http: http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/0b/Aortic_aneurysm.jpg](http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/0b/Aortic_aneurysm.jpg)

[26] *Thoracic*. Bolton Medical. 2013. Dostupné z http: <http://www.boltonmedical.com/products/thoracic-stent-grafts.aspx>.

[27] *Stent Graft Repair*. Massachusetts General Hospital. 2014. Dostupné z http: http://www.massgeneral.org/heartcenter/images/lg_heart_stent_graft.jpg

Seznam obrázků

Obr. 1 Aneurysma [24]	17
Obr. 2 Aneurysma hrudní a břišní aorty [25].....	19
Obr. 3 Stentgraft [26]	22
Obr. 4 Zavedení stentgraftu [27]	25
Obr. 5 Pletací stroj Rius [foto: autor].....	33
Obr. 6 Jednolící zátěžná pletenina [20].....	34
Obr. 7 Vyrobená pletenina [foto: autor].....	35
Obr. 8 Zařízení pro měření otěru [22].....	36
Obr. 9 Zařízení se závažím [foto: autor]	37
Obr. 10 Zařízení se vzorkem pleteniny [foto: autor]	38
Obr. 11 Testování vzorků [foto: autor]	39
Obr. 12 Vzorek č. 2 pod makroskopem [foto: autor].....	40
Obr. 13 Vzorek č. 3 pod makroskopem [foto: autor].....	40
Obr. 14 Vzorek bez opotřebení [foto: J. Grabmüllerová]	42
Obr. 15 Vzorek po opotřebení [foto: J. Grabmüllerová].....	42
Obr. 16 Vzorek bez opotřebení [foto: J. Grabmüllerová]	43
Obr. 17 Vzorek po opotřebení [foto: J. Grabmüllerová].....	43
Obr. 18 Opotřeбенý vzorek [foto: J. Grabmüllerová].....	44